



27123

PATENT TRADEMARK OFFICE

Docket No. 1232-4826

BET

7-3-02

#5 Priority
DOC

THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant(s): KISHIDA, et al

Group Art Unit: 3737

Serial No.: 10/086,139

Examiner:

Filed: February 26, 2002

For: EYE FUNDUS EXAMINATION APPARATUS

CLAIM TO CONVENTION PRIORITY

Commissioner for Patents
Washington, D.C. 20231

Sir:

In the matter of the above-identified application and under the provisions of 35 U.S.C. §119 and 37 C.F.R. §1.55, applicant(s) claim(s) the benefit of the following prior application(s):

Application(s) filed in: Japan
In the name of: Canon Kabushiki Kaisha

Serial No(s): 2001-052832
Filing Date(s): February 27, 2001

Serial No(s): 2001-197948
Filing Date(s): June 29, 2001

RECEIVED
JUN 13 2002
TO 3700 MAIL ROOM

- ☒ Pursuant to the Claim to Priority, applicant(s) submit(s) a duly certified copy of said foreign application.
- ☐ A duly certified copy of said foreign application is in the file of application Serial No. _____, filed _____.

Respectfully submitted,
MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.

Dated: June 7, 2002

By: _____

Joseph A. Calvaruso
Joseph A. Calvaruso
Registration No. 28,287

Correspondence Address:

MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.
345 Park Avenue
New York, NY 10154-0053
(212) 758-4800 Telephone
(212) 751-6849 Facsimile



3737

Docket No. 1232-4826

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant(s): KISHIDA, et al.

Group Art Unit: 3737

Serial No.: 10/086,139

Examiner:

Filed: February 26, 2002

For: EYE FUNDUS EXAMINATION APPARATUS

CERTIFICATE OF MAILING (37 C.F.R. §1.8(a))

Commissioner for Patents
Washington, DC 20231

Sir:

I hereby certify that the attached:

1. Claim to Priority Convention
2. Certified copies of two (2) priority documents
3. Return Receipt Postcard

along with any paper(s) referred to as being attached or enclosed and this Certificate of Mailing are being deposited with the United States Postal Service on date shown below with sufficient postage as first-class mail in an envelope addressed to the: Commissioner for Patents, Washington, DC 20231.

Respectfully submitted,
MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.

Dated: June 3, 2002

By: Helen Tiger
Helen Tiger

Correspondence Address:

MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.
345 Park Avenue
New York, NY 10154-0053
(212) 758-4800 Telephone
(212) 751-6849 Facsimile

RECEIVED
JUN 18 2002
TC 3700 MAIL ROOM

CF016220 US / sum



日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2001年 2月27日

出 願 番 号

Application Number:

特願2001-052832

[ST.10/C]:

[JP2001-052832]

出 願 人

Applicant(s):

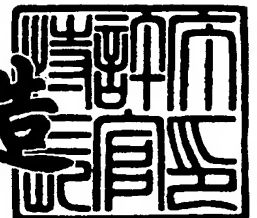
キャノン株式会社

RECEIVED
JUN 18 2002
TECHNOLOGY CENTER R3700

2002年 3月22日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2002-3019138

【書類名】 特許願

【整理番号】 4268055

【提出日】 平成13年 2月27日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/02

【発明の名称】 眼血流計

【請求項の数】 4

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都大田区下丸子三丁目30番2号 キヤノン株式会社
社内

 【氏名】 岸田 伸義

【特許出願人】

 【識別番号】 000001007

 【氏名又は名称】 キヤノン株式会社

 【代表者】 御手洗 富士夫

【代理人】

 【識別番号】 100075948

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 日比谷 征彦

 【電話番号】 03-3852-3111

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 013365

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

 【包括委任状番号】 9703876

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 眼血流計

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 眼の血管にレーザー光を照射してその反射光を受光し前記反射光から血流速度を求める血流測定部と、検者の操作により測定状態の管理を行う管理部と、眼を撮像する撮像器と、該撮像器により撮像した眼の観察像を表示するディスプレイと、前記血流測定部の状態に応じて前記ディスプレイを制御する制御部とを有することを特徴とする眼血流計。

【請求項 2】 前記管理部はレーザー光の照射を制御する照射制御部を構成し、該照射制御部の出力に応じて前記ディスプレイの表示方法を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の眼血流計。

【請求項 3】 前記制御部はレーザー光照射開始時に前記ディスプレイの表示を拡大表示することを特徴とする請求項 2 に記載の眼血流計。

【請求項 4】 前記制御部はレーザー光照射終了時に前記ディスプレイの表示の拡大を解除することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の眼血流計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、例えば被検眼にレーザー光を照射し、散乱反射光を受光して解析し、血流速度及び血流量を計測する眼底血流計のような眼血流計に関するものである。

【0002】

【従来技術】

例えば眼血流計として、被検眼の眼底血管をトラッキングし、トラッキングした血管の絶対血流速度を測定するレーザードップラ眼底血流計が知られている。このレーザードップラ眼底血流計においては、例えば眼底の血管にトラッキング用のレーザービームと血流速度測定用のレーザービームを共に照射する装置が特開平 7 - 3 1 5 9 6 号等により知られており、眼底の血管の血流速度と測定した血

管の血管径を求め、血管内の血流量を測定できるようになっている。

【0003】

また、このレーザードラップ眼底血流計は、数秒間の測定時間を必要とするため、被検眼の状態を観察しながら測定を行う必要がある。そこで、このような測定中のデータの状態と被検眼の状態を同時に観察する必要のある装置では、テレビカメラによる観察像を観察用モニタに表示し、測定中のデータ状態を血流速度解析用のパーソナルコンピュータのモニタに表示し、この2つのモニタを同時に観察することで、測定中のデータの状態と被検眼の状態とを同時に観察することができる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら上述の従来例においては、測定中の被検眼の観察用モニタと測定中のデータ状態を表示するモニタの2つを別々に設置する必要があり、スペース的にも観察するにも不便である。また近年では、ビデオキャプチャボードなどにより、ビデオ信号をパーソナルコンピュータのモニタ画面上に表示することが可能となり、測定結果や測定条件と共に、被検眼の観察像を血流速度解析用のパーソナルコンピュータのモニタ画面上に表示するようにできるようになっている。

【0005】

しかしモニタ上には、被検眼の観察像、測定中のデータ状態、測定結果の多くの情報を表示しなければならず、測定結果や測定条件を優先的に表示させると、測定対象の血管に対してアライメントを行う際には、被検眼の観察像が小さくなり見づらい。また、逆に被検眼の観察像を優先に表示させると、測定結果が見難くなってしまう。

【0006】

本発明の目的は、上述の問題点を解消し、観察像と測定結果等を併用して表示しても、表示が見易い眼血流計を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するための請求項1に係る本発明は、眼の血管にレーザー光を

照射してその反射光を受光し前記反射光から血流速度を求める血流測定部と、検者の操作により測定状態の管理を行う管理部と、眼を撮像する撮像器と、該撮像器により撮像した眼の観察像を表示するディスプレイと、前記血流測定部の状態に応じて前記ディスプレイを制御する制御部とを有することを特徴とする眼血流計である。

【 0 0 0 8 】

請求項 2 に係る本発明は、前記管理部はレーザー光の照射を制御する照射制御部を構成し、該照射制御部の出力に応じて前記ディスプレイの表示方法を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の眼血流計である。

【 0 0 0 9 】

請求項 3 に係る本発明は、前記制御部はレーザー光照射開始時に前記ディスプレイの表示を拡大表示することを特徴とする請求項 2 に記載の眼血流計である。

【 0 0 1 0 】

請求項 4 に係る本発明は、前記制御部はレーザー光照射終了時に前記ディスプレイの表示の拡大を解除することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の眼血流計である。

【 0 0 1 1 】

【発明の実施の形態】

本発明を図示の実施の形態に基づいて詳細に説明する。

図 1 は第 1 の実施の形態の形態における眼底血流計の実施例の構成図を示しており、白色光を発するタングステンランプ等から成る観察光源 1 から被検眼 E と対向する対物レンズ 2 に至る照明光路上には、コンデンサレンズ 3、例えば黄色域の波長光のみを透過するバンドパスフィルタ付のフィールドレンズ 4、被検眼 E の瞳孔とほぼ共役な位置に設けられたリングスリット 5、被検眼 E の水晶体とほぼ共役な位置に設けられた遮光部材 6、リレーレンズ 7、光路に沿って移動自在な固視標表示用素子である透過型液晶パネル 8、リレーレンズ 9、被検眼 E の角膜近傍と共役に設けられた遮光部材 10、孔あきミラー 11、黄色域の波長光を透過し他の光束を殆どの波長光を反射するバンドパスミラー 12 が順次に配列されている。

【 0 0 1 2 】

孔あきミラー 1 1 の背後には眼観察光学系が構成されており、光路に沿って移動自在な第 1 のフォーカスレンズ 1 3、リレーレンズ 1 4、スケール板 1 5、光路中に挿脱自在な光路切換ミラー 1 6、接眼レンズ 1 7 が順次に配列され、検者眼 e に至っている。光路切換ミラー 1 6 が光路中に挿入されている場合の反射方向の光路上には、テレビリレーレンズ 1 8、撮像器である CCD カメラ 1 9 が配置されている。

【 0 0 1 3 】

バンドパスミラー 1 2 の反射方向の光路上には、イメージローテータ 2 0、紙面に垂直な回転軸を有するガルバノメトリックミラー 2 1 が配置されている。このガルバノメトリックミラー 2 1 は両面の下側反射面 2 1 a、上側反射面 2 1 b は共に研磨され、上側反射面 2 1 b の反射方向にはレンズ 2 2、光路に沿って移動自在なフォーカスユニット 2 3 が配置されている。なお、レンズ 2 2 の前側焦点面は被検眼 E の瞳孔と共役関係にあり、この焦点面にガルバノメトリックミラー 2 1 が配置されている。フォーカスユニット 2 3 内においては、レンズ 2 2 と同一光路上に、ダイクロイックミラー 2 4、集光レンズ 2 5 が順次配列され、ダイクロイックミラー 2 4 の反射方向の光路上にはマスク 2 6、ミラー 2 7 が配置されており、矢印で示す方向に一体的に移動可能である。

【 0 0 1 4 】

集光レンズ 2 5 の入射方向の光路上には固定ミラー 2 8、光路から退避可能な光路切換ミラー 2 9 が平行に配置され、光路切換ミラー 2 9 の入射方向の光路上には、コリメータレンズ 3 0、コヒーレントな例えば赤色光を発する測定用のレーザーダイオード 3 1 が配列されている。ミラー 2 7 の入射方向の光路上には、シリンドリカルレンズ等から成るビームエクспанダ 3 2、他の光源と異なる高輝度の例えば緑色光を発するトラッキング光源 3 3 が配列されている。

【 0 0 1 5 】

ガルバノメトリックミラー 2 1 の後方には光路長補償のための半月板 3 4、光路中に遮光部を有する黒点板 3 5、凹面ミラー 3 6 が配置され、ガルバノメトリックミラー 2 1 の下側反射面 2 1 a で反射されず通過する光束をガルバノメトリ

ックミラー 2 1 の上側反射面 2 1 b へ導くりレー光学系を構成している。

【 0 0 1 6 】

ガルバノメトリックミラー 2 1 の下側反射面 2 1 a の反射方向の光路上には、光路に沿って移動自在な第 2 のフォーカスレンズ 3 7、ダイクロイックミラー 3 8、フィールドレンズ 3 4、拡大レンズ 4 0、イメージインテンシファイヤ付きの一次元 CCD 4 1 が順次に配列され、血管検出系が構成されている。

【 0 0 1 7 】

また、ダイクロイックミラー 3 8 の反射方向の光路上には、結像レンズ 4 2、共焦点絞り 4 3、被検眼 E の瞳孔とほぼ共役に設けられたミラー対 4 4 a、4 4 b が配置され、ミラー対 4 4 a、4 4 b の反射方向にはそれぞれフォトマルチプライヤ 4 5 a、4 5 b が配置され、測定用受光光学系が構成されている。

【 0 0 1 8 】

なお、図示の都合上、全ての光路を同一平面上に示したが、ミラー対 4 4 a、4 4 b の反射光路、トラッキング光源 3 3 の出射方向の測定光路、レーザーダイオード 3 1 からマスク 2 6 に至る光路はそれぞれ紙面に直交している。

【 0 0 1 9 】

更に、装置全体を制御するためのシステムコントローラ 4 6 が設けられ、このシステムコントローラ 4 6 には CCD カメラ 1 9、血管位置検出回路 4 7 を介し一次元 CCD 4 1、検者による装置操作を可能とする入力デバイス 4 8、フォトマルチプライヤ 4 5 a、4 5 b の出力がそれぞれ接続されており、システムコントローラ 4 6 の出力はガルバノメトリックミラー 2 1 を制御するミラー制御回路 4 9、光路切換ミラー 2 9、ディスプレイ 5 0 にそれぞれ接続されている。また、ミラー制御回路 4 9 には一次元 CCD 4 1 の出力が血管位置検出回路 4 7 を介して接続されている。

【 0 0 2 0 】

図 2 はシステムコントローラ 4 6 の構成図を示しており、システムコントローラ 4 6 にはキーボード及び測定開始スイッチを備えた入力デバイス 4 8 の出力が接続され、トラッキング光であるトラッキング光源 3 3 及び測定光であるレーザーダイオード 3 1 の照射を管理するレーザー管理部 6 1、一次元 CCD 4 1 によ

り撮像された血管像を基に、血管径を算出する血管径算出器 6 2、フォトマルチプライヤ 4 5 a、4 5 b の受光信号を周波数解析して、眼底 E a の血流速度を算出する血流速度算出器 6 3、フォトマルチプライヤ 4 5 a、4 5 b の受光信号を周波数変換する F F T 演算器 6 4、入力デバイス 4 8 によって入力された患者情報及び測定時間等の測定環境を記録するメモリを含む記録部 6 5 が設けられている。更に、レーザー管理部 6 1 は C C D カメラ 1 9 の信号が入力する観察像管理部 6 6 に接続され、血管径算出器 6 2、血流速度算出器 6 3、F F T 演算器 6 4、記録部 6 5 の信号はデータ表示管理部 6 7 に出力され、観察像管理部 6 6、データ管理部 6 7 の信号はディスプレイ 5 0 に接続されている。

【 0 0 2 1 】

観察光源 1 から発した白色光はコンデンサレンズ 3 を通過し、フィールドレンズ 4 により黄色の波長光のみが透過され、リングスリット 5、遮光部材 6、リレーレンズ 7 を通過し、透過型液晶 2 8 を背後から照明し、リレーレンズ 9、遮光部材 1 0 を通過して孔あきミラー 1 1 において反射され、黄色域の波長光のみがバンドパスミラー 1 2、対物レンズ 2 を通過し、被検眼 E の瞳孔上で眼照明光光束像 I として一旦結像した後に、眼底 E a をほぼ一様に照明する。この際に、液晶パネル 8 には固視標が表示されており、照明光により被検眼 E の眼底 E a に投影され、視標像として被検眼 E に呈示される。なお、リングスリット 5、遮光部材 6、1 0 は被検眼 E の前眼部において眼照明光と眼観察光を分離するためのものであり、必要な遮光領域を形成するものであればその形状は問題とならない。

【 0 0 2 2 】

眼底 E a からの反射光は同じ光路を戻り、瞳孔上から眼観察光として取り出され、孔あきミラー 1 1 の中心の開口部、フォーカシングレンズ 1 3、リレーレンズ 1 4 を通過し、スケール板 1 5 で眼底像 E a' として結像した後に、光路切換ミラー 1 6 に至る。この際に、光路切換ミラー 1 6 が光路から退避している場合には、検者眼 e は接眼レンズ 1 7 を介して眼底像 E a' が観察可能となり、一方、光路切換ミラー 1 6 が光路に挿入されている場合には、スケール板 1 5 上に結像された眼底像 E a' がテレビリレーレンズ 1 8 を介して C C D カメラ 1 9 上に再結像され、システムコントローラ 4 6 を介してディスプレイ 5 0 に映出される。

【 0 0 2 3 】

また、レーザーダイオード 3 1 から発した測定光はコリメータレンズ 3 0 によりコリメートされ、光路に光路切換ミラー 2 9 が挿入されている場合には、光路切換ミラー 2 9、固定ミラー 2 8 においてそれぞれ反射され、集光レンズ 2 5 の下方を通過し、光路切換ミラー 2 9 が光路から退避している場合には、直接に集光レンズ 2 5 の上方を通過し、ダイクロイックミラー 2 4 を透過する。

【 0 0 2 4 】

トラッキング光源 3 3 から発したトラッキング光は、ビームエクspanda 3 2 により縦横異なる倍率でビーム径が拡大され、ミラー 2 7 において反射された後に、整形用マスク 2 6 で所望の形状に整形され、更にダイクロイックミラー 2 4 において反射され上述した測定光と重畳される。測定光は集光レンズ 2 5 により、マスク 2 6 の開口部中心と共役な位置にスポット状に結像されている。更に、測定光及びトラッキング光はレンズ 2 2 を通過し、ガルバノメトリックミラー 2 1 の上側反射面 2 1 b において反射され、黒点板 3 5 を通過した後に、凹面ミラー 3 6 において反射され、再度黒点板 3 5、半月板 3 4 を通過し、ガルバノメトリックミラー 2 1 を透過する。

【 0 0 2 5 】

この際に、ガルバノメトリックミラー 2 1 は被検眼 E と共役な位置に配されている。また、凹面ミラー 3 6、黒点板 3 5、半月板 3 4 は光軸上に同心に配置されかつ共動してガルバノメトリックミラー 2 1 の上側反射面 2 1 b と下側反射面 2 1 a とを - 1 倍で結像するリレー系の機能が与えられている。ガルバノメトリックミラー 2 1 を透過した測定光及びトラッキング光はイメージローテータ 2 0 を経て、バンドパスミラー 1 2 により対物レンズ 2 方向に偏向され、対物レンズ 2 を介して被検眼 E の眼底 E a に照射される。

【 0 0 2 6 】

なお、半月板 3 4 はガルバノメトリックミラー 2 1 の上側反射面 2 1 b、下側反射面 2 1 a の位置がそのミラー厚によって生ずる図面の上下方向へずれを持つことを補正するためのものであり、イメージローテータ 2 0 に向かう光路中にの

み作用するものである。

【 0 0 2 7 】

このように、測定光及びトラッキング光は、ガルバノメトリックミラー 2 1 の上側反射面 2 1 b において反射され、再度戻されるよう対物レンズ 2 の光軸から偏心した状態でガルバノメトリックミラー 2 1 に入射される。眼底 E a における散乱反射光は再度対物レンズ 2 で集光され、バンドパスミラー 1 2 で反射されてイメージローテータ 2 0 を通過し、ガルバノメトリックミラー 2 1 の下側反射面 2 1 a で反射され、フォーカスレンズ 3 7 を通過し、ダイクロイックミラー 3 8 において測定光及びトラッキング光は分離される。

【 0 0 2 8 】

トラッキング光はダイクロイックミラー 3 8 を透過し、フィールドレンズ 3 4 、結像レンズ 4 0 を介して一次元 CCD 4 1 上で眼観察光学系による眼底像 E a よりも拡大された血管像として結像する。そして、一次元 CCD 4 1 で撮像された血管像に基づいて、血管位置検出回路 4 7 において血管像の移動量を表すデータが作成され、ミラー制御回路 4 9 に出力される。ミラー制御回路 4 9 はこの移動量を補償するようにガルバノメトリックミラー 2 1 を駆動する。また、システムコントローラ 4 6 では、一次元 CCD 4 1 で撮像された血管像を基に血管径を算出する。

【 0 0 2 9 】

一方、測定光はダイクロイックミラー 3 8 において反射され、共焦点絞り 4 3 の開口部を経てミラー対 4 4 a 、 4 4 b で反射され、それぞれフォトマルチプライヤ 4 5 a 、 4 5 b に入射する。また、フォトマルチプライヤ 4 5 a 、 4 5 b の受光信号はそれぞれシステムコントローラ 4 6 に出力され、この受光信号はシステムコントローラ 4 6 において受光信号を周波数解析され、眼底 E a の血流速度が求められる。

【 0 0 3 0 】

このように、システムコントローラ 4 6 では一次元 CCD 4 1 で撮像された血管像から血管径を算出し、フォトマルチプライヤ 4 5 a 、 4 5 b の受光信号から血流速度が算出可能となる。また、この算出された血管径及び血流速度は、ディ

ディスプレイ 5 0 に出力される。

【 0 0 3 1 】

図 3 はディスプレイ 5 0 の表示画面を示しており、CCD カメラ 1 9 によって撮像される被検眼 E の眼底像 E a' と共に、血管径及び血流速度等の計算結果、更には被検眼情報、測定条件等の全ての情報を表示することができる。

【 0 0 3 2 】

検者は眼底像 E a' を観察しながら、接眼レンズ 1 7 又はディスプレイ 5 0 により装置のアライメントを行う。この際に、適切な目的に応じて観察方式を採用することが好適である。接眼レンズ 1 7 による観察の場合には、一般的に被検眼 E の観察像と共に血管径及び血流速度の計算結果、更には測定条件等の全ての情報を表示するディスプレイ 5 0 よりも高解像かつ高感度なため、眼底 E a の微細な変化を読み取って診断する場合に適している。

【 0 0 3 3 】

一方、ディスプレイ 5 0 による観察の場合には、視野を制限しないため検者の疲労を軽減することができ、更に CCD カメラ 1 9 の出力を外部のビデオテープレコーダやビデオプリンタ等に接続することにより、眼底像 E a' 上の測定部位の変化を逐次電子的に記録することが可能となるため、臨床上極めて有効である。

【 0 0 3 4 】

次に、この装置を用いて一連の測定動作を行うときの手順について説明する。まず、名前、登録日、性別、年齢、コメント等の被検者情報の入力を行うため、検者は入力デバイス 4 8 におけるキーボードを介して患者 I D の入力を行う。この際に、既に記録部 6 5 に患者 I D が登録されている場合には、図 3 に示すように名前、登録日、性別、年齢、コメントは、患者 I D の入力時点でディスプレイ 5 0 の左上画面に、直前に測定された測定データと共に表示される。患者 I D が新規の入力であれば、入力デバイス 4 8 におけるキーボードから名前、登録日、性別、年齢、コメントを入力することになり、ディスプレイ 5 0 の画面には測定データは表示されない。

【 0 0 3 5 】

被検者情報の入力終了すると、被検眼 E の眼底 E a のアライメントを行うが、この際には図 3 の右上方画面に示す程度の眼底像 E a' による観察像の大きさが十分である。次に、測定対象とする血管を決め、入力デバイス 4 8 におけるレーザー光照射スイッチを押す。データ表示管理部 6 7 には、フォトマルチプライヤ 4 5 a、4 5 b の受光信号を周波数変換する F F T 演算器 6 4 から F F T 信号が入力される。この F F T 信号が入力されることにより、データ表示管理部 6 7 は F F T の表示に切換え、ディスプレイ 5 0 の左下方画面に F F T 情報を表示する。

【 0 0 3 6 】

また、レーザー管理部 6 1 はレーザー光照射スイッチからの入力信号を受けると、トラッキング光源 3 3 及びレーザーダイオード 3 1 のレーザー光の照射を行う。同時に、観察像管理部 6 6 に照射開始信号 S 1 を出力する。観察像管理部 6 6 は信号 S 1 を受けると、C C D カメラ 1 9 からの眼底像 E a' を図 4 に示すようにディスプレイ 5 0 に拡大表示する。このように、観察画面の大きさを拡大表示することにより、トラッキングする血管とトラッキングビームの位置関係が把握し易いだけでなく、測定が確実に行われているかどうかを見極め易く、効果的なことは明らかである。

【 0 0 3 7 】

本実施の形態においては、測定時間を例えば 2 秒と設定しているため、入力デバイス 4 8 における測定開始スイッチを押した後の 2 秒間、血管径算出器 6 2 では一次元 C C D 4 1 により撮像された血管像を基に血管径の算出を行い、血流速度算出器 6 3 ではフォトマルチプライヤ 4 5 a、4 5 b の受光信号から血流速度の演算が行われる。

【 0 0 3 8 】

このように、本実施の形態においては、レーザー光照射を開始して測定が終了するまでの間は、測定状態を表す F F T 表示と拡大表示された観察像とをディスプレイ 5 0 上で同時に観察することが可能となる。

【 0 0 3 9 】

次に、レーザー管理部 6 1 は入力デバイス 4 8 における測定開始スイッチから

の入力を受けた後の 2 秒間の測定が終了すると、トラッキング光源 3 3 及びレーザーダイオード 3 1 のレーザー光照射の中止を行うと共に、観察像管理部 6 6 にレーザー光照射中止信号 S 2 を出力する。観察像管理部 6 6 はレーザー光照射中止信号 S 2 を受けると、CCD カメラ 1 9 からの観察像の拡大表示を解除し、ディスプレイ 5 0 に通常の大きさによる眼底像 E a' を表示する。更に、データ表示管理部 6 7 は F F T 表示を測定結果の表示に切換え、ディスプレイ 5 0 は図 5 に示す表示となる。更に、データ表示管理部 6 7 は血管径算出器 6 2 及び血流速度算出器 6 3 から血管径及び血流速度のデータを受け取り、血流速度の変化のグラフ図や、平均血流速度及び血管径と平均血流速度から血流量を算出し画面下方に表示する。

【 0 0 4 0 】

このように、本実施の形態においては、測定が終了すると測定状態を表す F F T は非表示となり、ディスプレイ 5 0 において眼底像 E a' は拡大表示を解除した状態で表示され、血流速度の変化を示すグラフや平均血流速度、血流量を確認することが可能となる。

【 0 0 4 1 】

本実施の形態では、レーザー光の照射によって観察画面の大きさを拡大表示し、更にレーザー光照射が終了した際に、観察像の拡大表示を解除するようにしている。このため、レーザー光照射中にはトラッキングする血管とトラッキングビームの位置関係が把握し易く、測定が確実に行われているか否かを見極めることができ、更に測定データの状態を F F T モニタで確かめることができる。また測定終了時には、観察画面の拡大表示を解除することで、測定結果と観察画面を確認することが可能となる。

【 0 0 4 2 】

第 1 の実施の形態において、光路切換ミラー 1 6 が光路から退避しているときは、CCD カメラ 1 9 で観察像が撮像されないため、図 3 ～図 5 等で示された眼底像 E a' は観察できない。この場合に、眼底像 E a' を拡大表示する必要がないため、光路切換ミラー 1 6 が光路から退避しているか否かの信号を観察像管理部 6 6 に入力し、光路切換ミラー 1 6 が光路から退避しているときは、眼底像 E

a' を拡大しないようにしてもよい。

【 0 0 4 3 】

上述した装置を使用することによって、通常の使用においては測定結果と観察像を1つの画面で観察するには十分であるが、第2の実施の形態として、入力デバイス48上に観察像の拡大制御スイッチを設けることにより、検者が任意に観察像を拡大表示することもできる。このような操作を可能にすることにより、例えば測定前に被検眼Eの状態を詳細に観察することができる。この場合は図6に示すような構成となり、第1の実施の形態とは入力デバイス48の出力が観察像管理部66に接続されている点で異なる。

【 0 0 4 4 】

また、図7はこの第2の実施の形態における観察像管理部66の内部処理のフローチャート図を示している。観察像管理部66は入力信号の有無を判断し、入力デバイス48における拡大制御スイッチからの観察像拡大信号S3を受けると、CCDカメラ19からの眼底像E a' をディスプレイ50に拡大表示する。一方、入力デバイス48における拡大制御スイッチからの観察像拡大解除信号S4を受けると、CCDカメラ19からの観察像をディスプレイ50への拡大表示を解除する。ここで観察像管理部66では、この入力デバイス48における拡大制御スイッチからの観察像拡大信号は、照射開始S1に対して優先して行われるため、レーザー光照射前に観察像拡大開始信号S3が入力されると、ディスプレイ50への拡大表示を行う。一方、レーザー光照射中に観察像拡大解除信号S4が入力されると、ディスプレイ50への拡大表示を解除する。

【 0 0 4 5 】

従って、検者は図3に示すように結果表示中に、測定結果を見ることよりも観察像を拡大表示して観察することを優先したい場合には、入力デバイス48における拡大制御スイッチにより、図8に示すように眼底像E a' を拡大表示することが可能になる。また、眼底像E a' を拡大表示しているときに、眼底像E a' を小さくし測定条件を見ることを優先したい場合には、検者は入力デバイス48における拡大制御スイッチにより眼底像E a' の拡大表示を解除することができる。

【 0 0 4 6 】

このように、第 2 の実施の形態では入力デバイス 4 8 上に観察像の拡大制御スイッチを設けることによって、レーザー光照射状態か否かに関係なく、測定結果や測定条件と観察像の何れかを優先的に見ることが可能となり、検者にとって使い勝手が良い装置となっている。

【 0 0 4 7 】

ここで、第 2 の実施の形態においては、入力デバイス 4 8 上に観察像の拡大制御スイッチが優先的になるように設定されているが、測定中には画面の制御を行う必要が殆どなく、拡大制御スイッチの誤操作を防ぐ意味でも、拡大制御スイッチによる制御は禁止することも考えられる。

【 0 0 4 8 】

【発明の効果】

以上説明したように、請求項 1 に記載の眼血流計では、測定状態によって観察像ディスプレイの状態を変化するようにしたため、トラッキング対象とする血管への位置合わせ操作を容易にでき、操作上極めて有効になる。更に、位置合わせ操作の時間を短くできるので、位置合わせ操作中のレーザー光照射の時間を短縮し、被検眼へのダメージを軽減することができる。

【 0 0 4 9 】

請求項 2 に記載の眼血流計では、レーザー光照射の状態によってディスプレイの状態が変化するため、測定状態毎に適した観察像の表示を行うことができる。

【 0 0 5 0 】

請求項 3 に記載の眼血流計では、レーザー光照射開始時にディスプレイの表示を拡大しているので、トラッキング状態を詳細に観察できる。

【 0 0 5 1 】

請求項 4 に記載の眼血流計では、レーザー光照射が終了し測定結果や測定条件を確認したい時には、観察像の拡大が解除され、測定結果や測定条件を確認できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

眼血流計の構成図である。

【図 2】

システムコントローラーの構成図である。

【図 3】

ディスプレイの表示画面である。

【図 4】

ディスプレイの表示画面である。

【図 5】

ディスプレイの表示画面である。

【図 6】

システムコントローラーの構成図である。

【図 7】

内部処理のフローチャート図である。

【図 8】

ディスプレイの表示画面である。

【符号の説明】

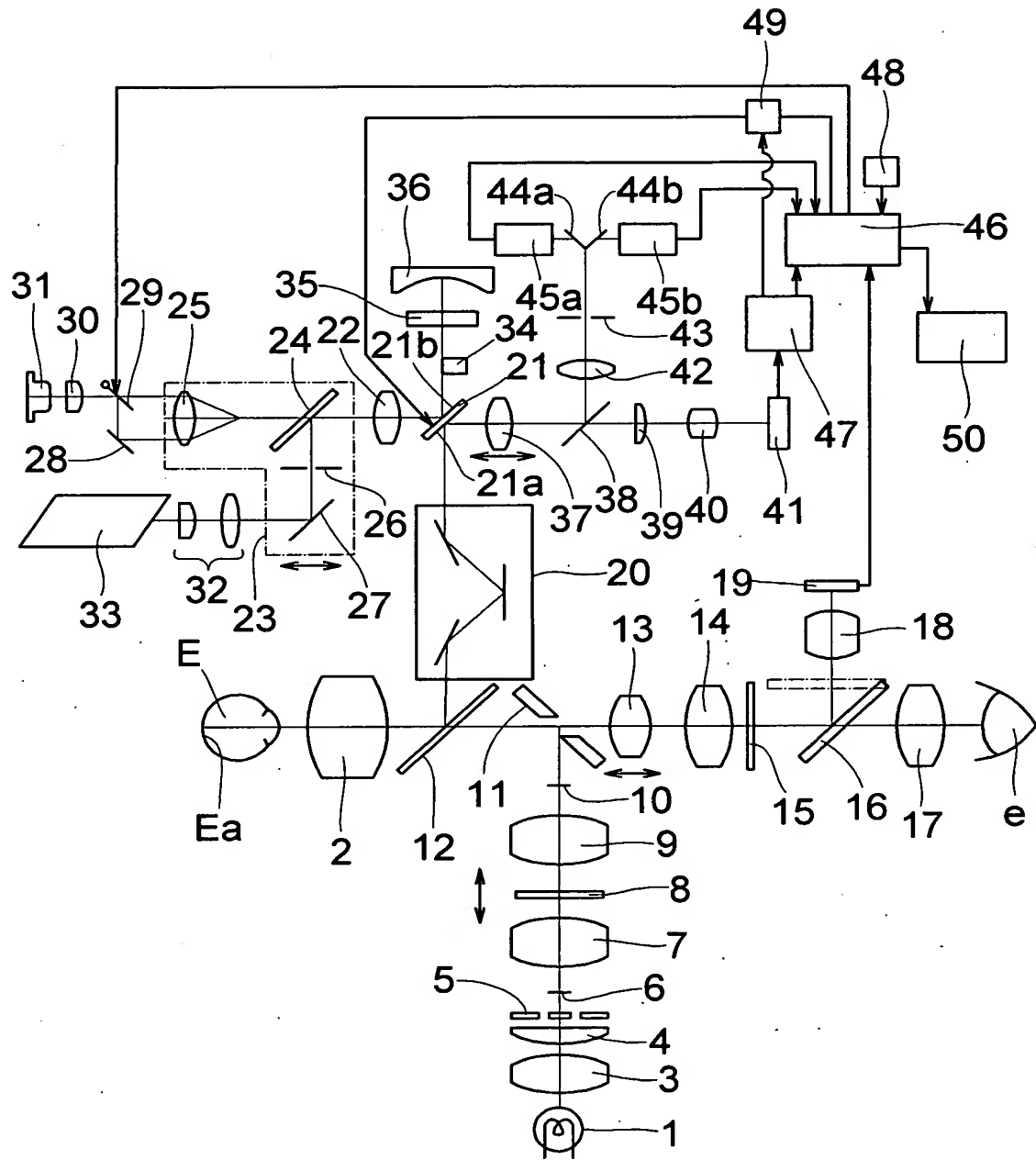
- 1 観察光源
- 2 対物レンズ
 - 1 1 孔あきミラー
 - 1 2 バンドパスミラー
 - 1 7 接眼レンズ
 - 1 9 CCDカメラ
 - 2 0 イメージローテータ
 - 2 1 カルバノメトリックミラー
 - 2 3 フォーカスユニット
- 3 1 レーザーダイオード
- 3 3 トラッキング光源
- 4 0 拡大レンズ
- 4 1 一次元 CCD

- 4 5 a、4 5 b フォトマルチプライヤ
- 4 6 システムコントローラー
- 4 7 血管位置検出回路
- 4 8 入力デバイス
- 5 0 ディスプレイ
- 6 1 レーザー管理部
- 6 2 血管径算出器
- 6 3 血流速度算出器
- 6 4 F F T 演算器
- 6 5 記録部
- 6 6 観察像管理部
- 6 7 データ表示管理部

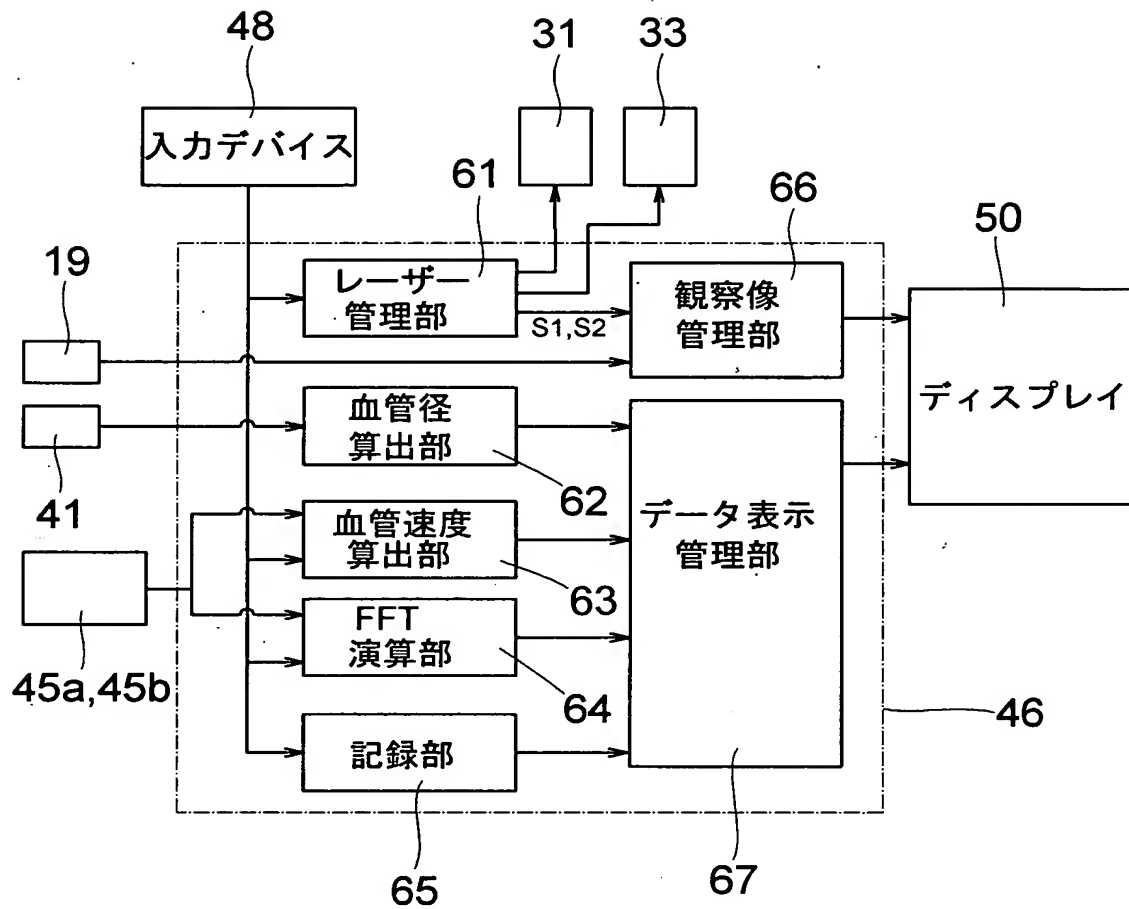
【書類名】

図面

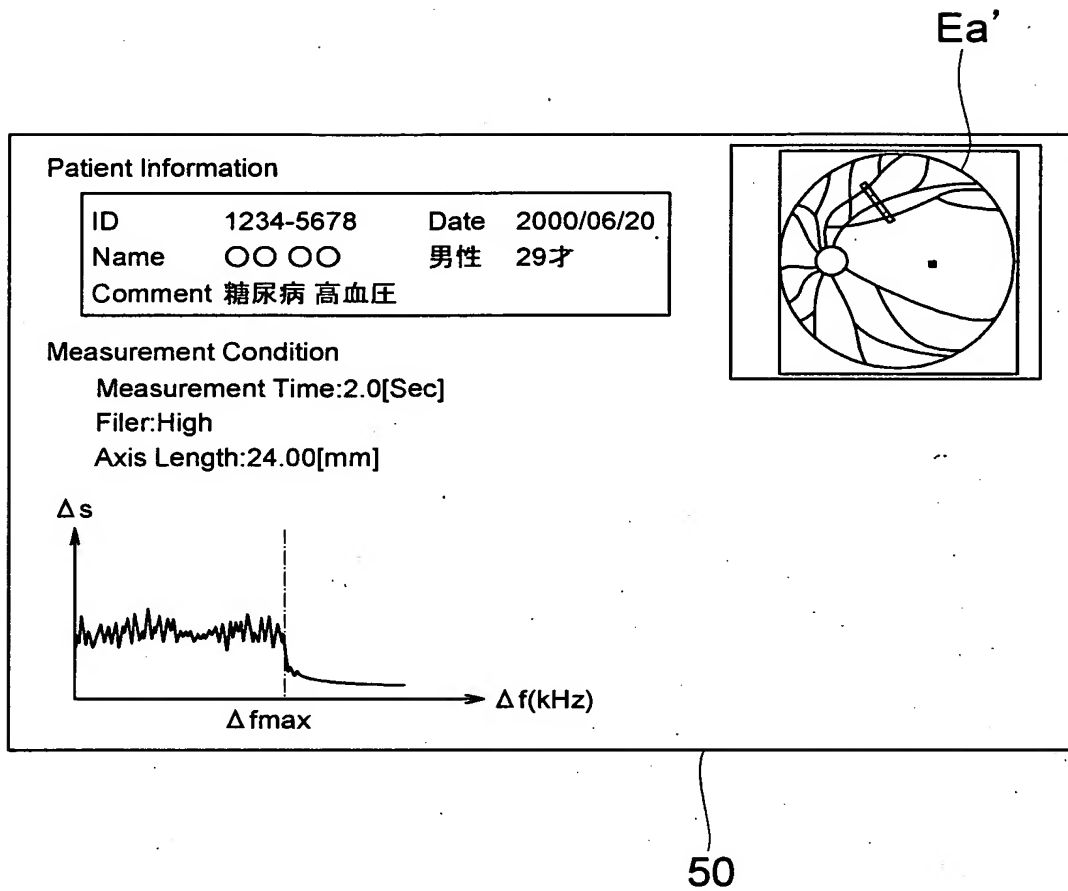
【図1】



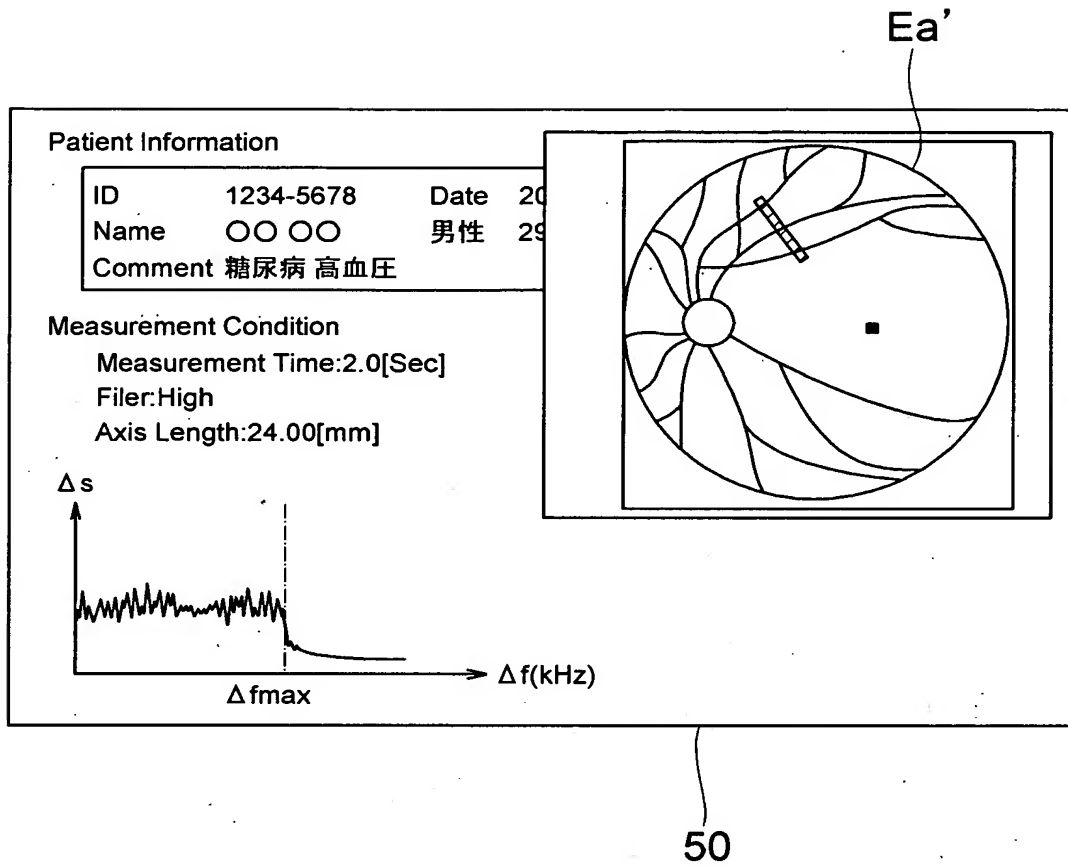
【図 2】



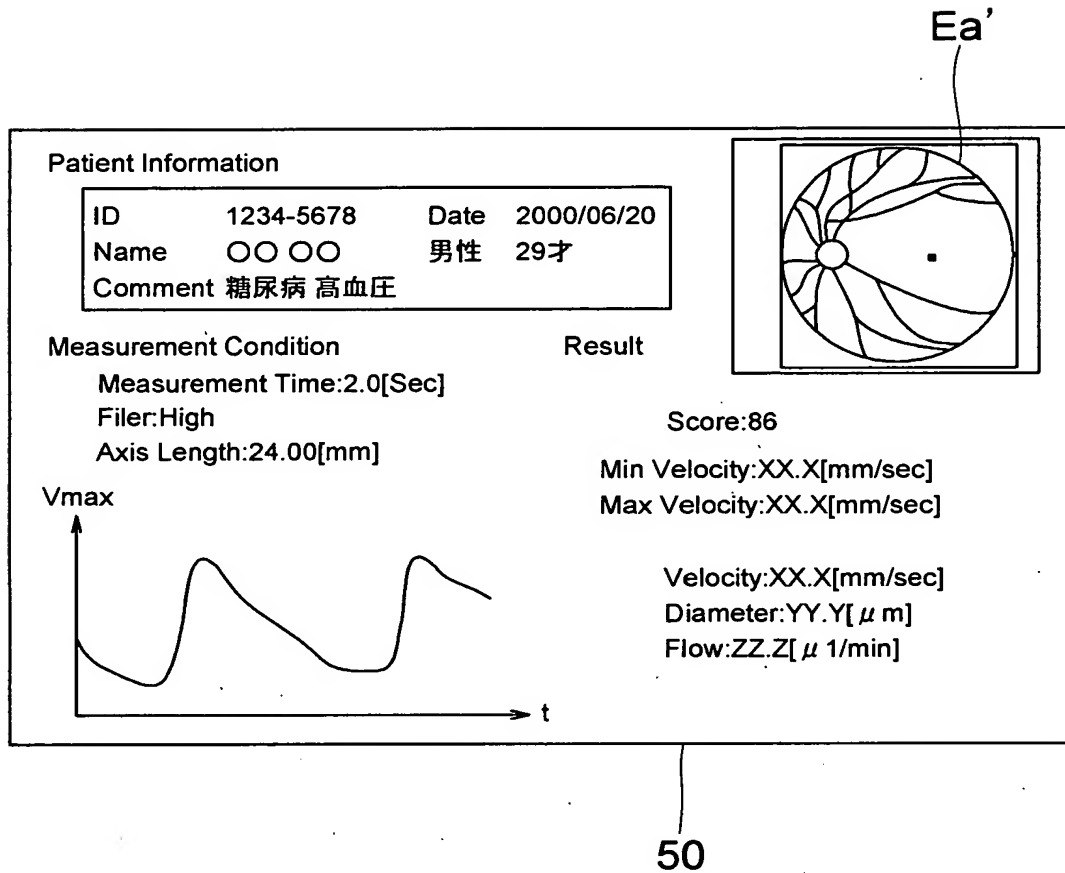
【図 3】



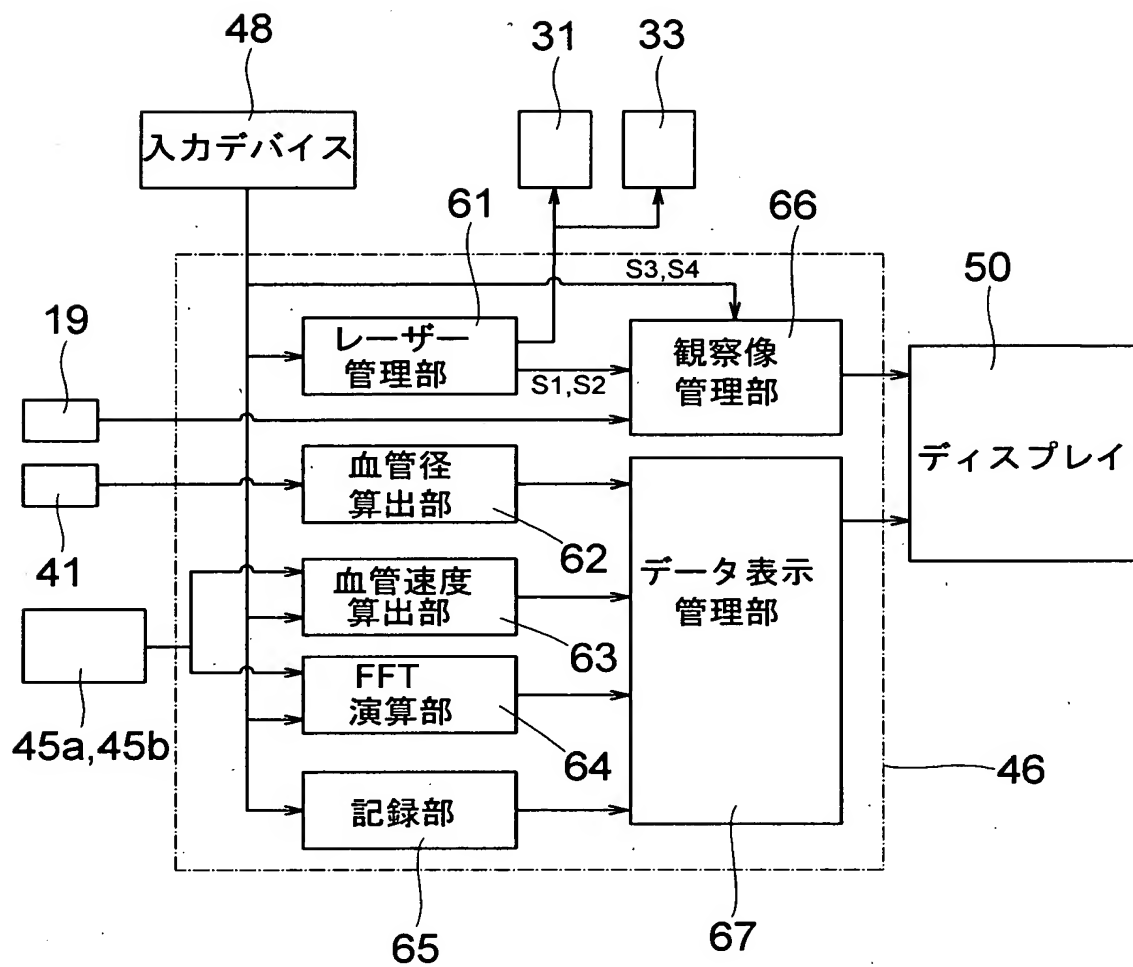
【図 4】



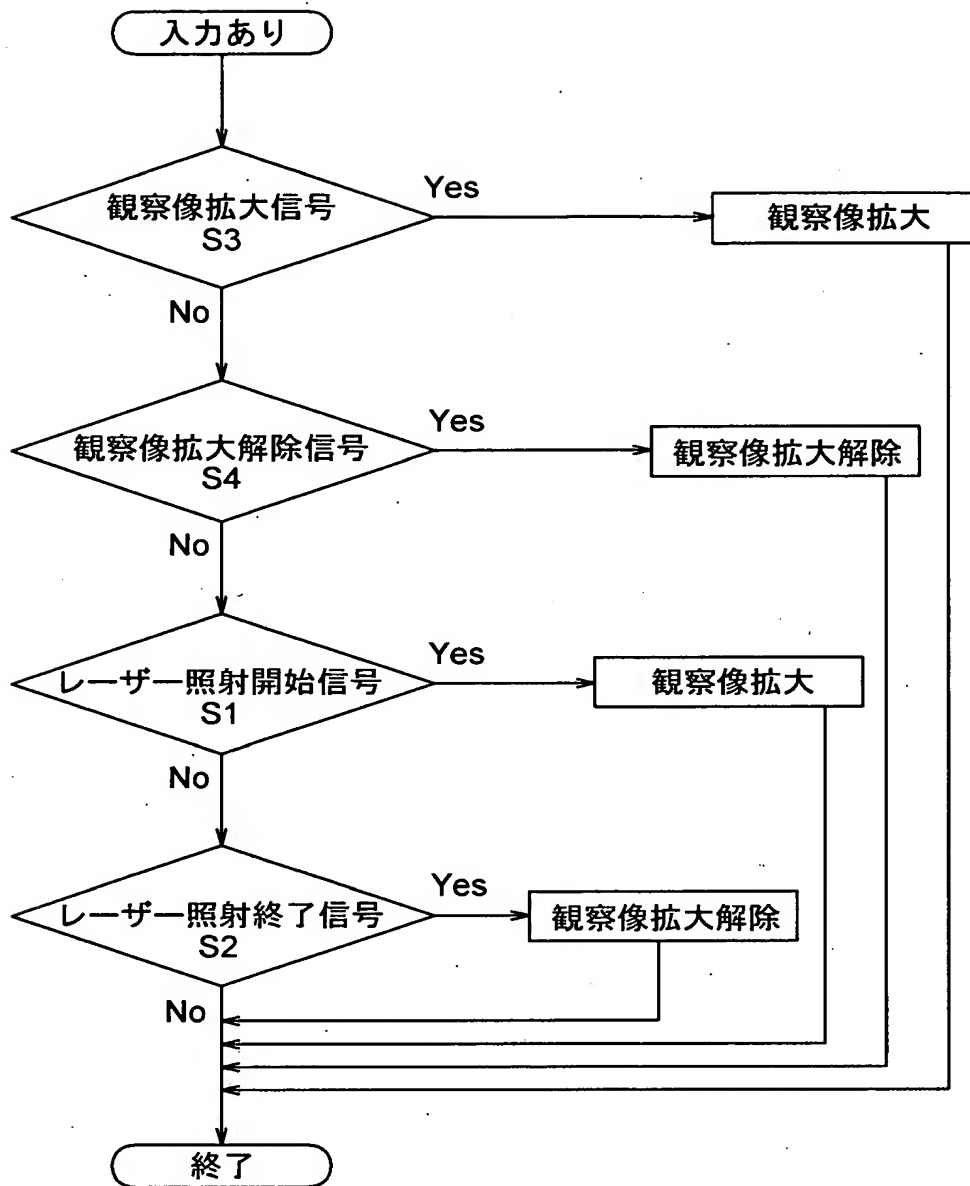
【図 5】



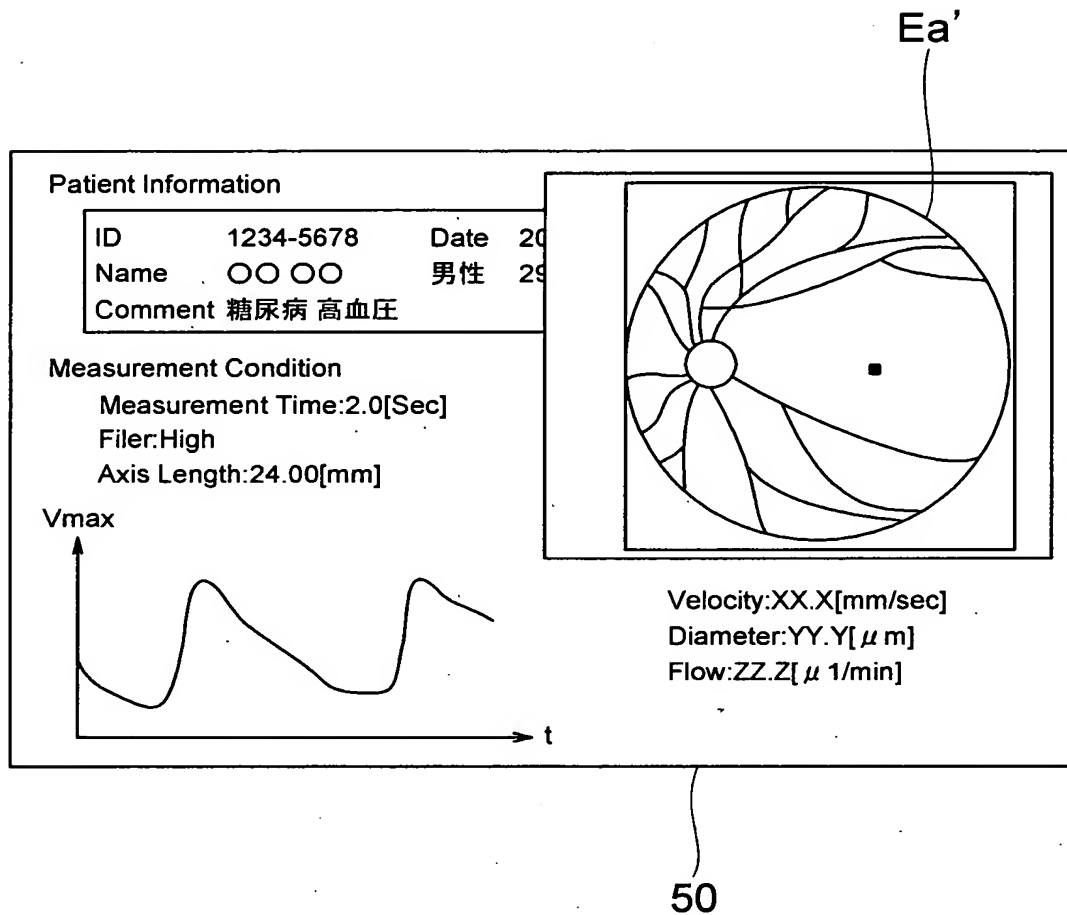
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 ディスプレイ表示を制御して、血流測定の結果及び測定条件の確認と、被検眼の測定状態の観察とを容易に行う。

【解決手段】 測定対象とする血管を決め入力デバイス 4 8 におけるレーザー光照射スイッチを押すと、データ表示管理部 6 7 にはフォトマルチプライヤ 4 5 a、4 5 b の受光信号を周波数変換する F F T 演算器 6 4 から F F T 信号が入力される。データ表示管理部 6 7 は F F T の表示に切換え、ディスプレイ 5 0 の左下方に F F T 情報を表示する。また、レーザー管理部 6 1 はレーザー光照射スイッチからの入力信号を受けると、トラッキング光源 3 3 及びレーザーダイオード 3 1 のレーザー光の照射を行う。同時に、観察像管理部 6 6 に照射開始信号 S 1 を出力し、C C D カメラ 1 9 からの眼底像をディスプレイ 5 0 に拡大表示する。

【選択図】 図 2

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000001007]

1. 変更年月日	1990年 8月30日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都大田区下丸子3丁目30番2号
氏 名	キヤノン株式会社